(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国 际 局

(43) 国际公布日
2019 年 10 月 31 日 (31.10.2019)

WIPO | PCT

(10) 国际公布号
WO 2019/205781 A1

(51) 国际专利分类号:
G01N 35/00 (2006.01) *G01N 21/00* (2006.01)
B01L 3/00 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/075465

(22) 国际申请日: 2019 年 2 月 19 日 (19.02.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201810395709.4 2018年4月27日 (27.04.2018) CN

(71) 申请人: 广州万孚生物技术股份有限公司 (GUANGZHOU WONDFO BIOTECH CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省广州市萝岗区科学城荔枝山路8号, Guangdong 510663 (CN)。

(72) 发明人: 蒙玄 (MENG, Xuan); 中国广东省广州市萝岗区科学城荔枝山路8号, Guangdong 510663 (CN)。 万惠芳 (WAN, Huifang); 中国广东省广州市萝岗区科学城荔枝山路8号, Guangdong 510663 (CN)。 胡海升 (HU, Haisheng); 中国广东省广州市萝岗区科学城荔枝山路8号, Guangdong 510663 (CN)。 李文美 (LI, Wenmei); 中国广东省广州市萝岗区科学城荔枝山路8号, Guangdong 510663 (CN)。

(74) 代理人: 广州三环专利商标代理有限公司 (SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市越秀区先烈中路80号汇华商贸大厦1508室, Guangdong 510070 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK,

(54) **Title:** LIQUID METERING DEVICE AND USE THEREOF

(54) **发明名称:** 一种液体定量装置及其应用

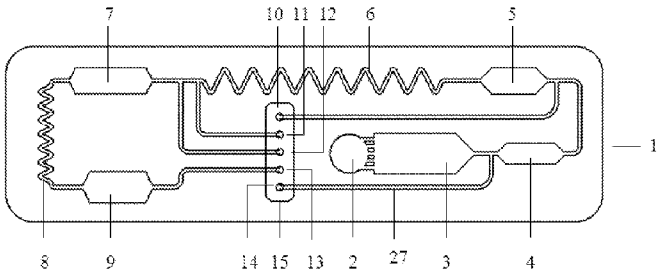

图 3

(57) **Abstract:** A liquid metering device and use thereof in a microfluidic chip. The liquid metering device comprises a base and a liquid metering zone (100) provided on the base. The liquid metering zone (100) has a predetermined volume, and two ends of the liquid metering zone (100) are respectively provided with a liquid metering inlet (101) and a liquid metering outlet (102), liquid flowing from the liquid metering inlet (101) into the liquid metering zone (100), and reaching the liquid metering outlet (102) after the liquid metering zone (100) has been filled with the liquid. A liquid identification device is provided at a corresponding position of the liquid metering outlet (102), and used for identifying the liquid reaching the liquid metering outlet (102).

(57) **摘要**: 一种液体定量装置及其在微流控芯片中的应用。液体定量装置包括基体以及设于所述基体上的液体定量区（100）；液体定量区（100）具有预定容积，且液体定量区（100）的两端分别设有液体定量入口（101）和液体定量出口（102），液体从液体定量入口（101）流入液体定量区（100），充满液体定量区（100）后到达液体定量出口（102）；液体定量出口（102）的相应位置处设有液体识别装置，液体识别装置用于识别到达液体定量出口（102）的液体。

WO 2019/205781 A1

[见续页]

LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明，要求每一种可提供的地区保护)：ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

一种液体定量装置及其应用

技术领域

本发明涉及流体定量领域，尤其涉及一种液体定量装置及其应用。

背景技术

体外诊断（In Vitro Diagnosis , IVD）是指从人体中取出样本（血液、体液、组织等）进行检测分析从而对疾病进行诊断，检测过程中需要相应的仪器和试剂，而这些仪器和试剂就组成了体外诊断系统。体外诊断的系统大致分为两种；一种是以检测中心实验室为代表，它具有系统模块化、自动化，流水线式的进行样本检验，从而也具有高通量、高效率、高敏感度的优势，但是整套系统也有费用昂贵，所占体积大，需要专业人员操作的缺陷，它主要应用于大型医院。另外一种是以即时检测（point-of-care testing，POCT）为代表，它的系统具有集成化、小型化、随时随地进行样本检验，从而也具有价格实惠、操作简单，结果报告及时的优势，但是它的测试结果和中心实验室相比还存在灵敏度，稳定性不高的缺点。

对于POCT，国内外都有把微流控技术运用到体外诊断的产品中。微流控（microfluidics）是在一块具有微管道的芯片上对微流体进行控制操作的一门交叉学科，涉及到生物、化学、流体物理、电子、光学、机械工程等领域。微流控装置通常被称为微流控芯片，也被称为芯片实验室（Lab on a Chip）。通常把生物、化学、医学分析过程的样品制备、反应、分离、检测等基本操作集中在一块芯片上，完成一个系统功能。现有的微流控芯片主要以定性检测为主，能实现定量检测的微流控芯片较少，且结构复杂；特别是其中涉及的流体定量装置，有的采用的是特定容积的容纳袋，此种定量结构虽然简单，但容纳袋表面极易出现液体挂袋现象（即将液体从容纳袋中压出时，部分液体挂留在袋中，无法保证将液体全部压出），且容纳袋每次受到挤压的变形量都不一样，所以每次残留在容纳袋中的液体量不一致，进而液体被挤出的液体量不一样，特别是需要小量液体的时候，容纳袋的误差更加大，相对于微流控芯片，需要的都是几十微升的量，所以容纳袋的定量精准度无法达到要求，定量准确性较差，从而影响检测结果，同时容纳袋需要内置到芯片中，增加了芯片的生产难度。

发明内容

一方面，本发明提供了一种液体定量装置，本发明的液体定量装置结构简单，定量准确度高。

本发明采用的技术方案为：一种液体定量装置，其包括基体以及设于所述基体上的液体定量区；

所述液体定量区具有预定容积，且所述液体定量区的两端分别设有液体定量入口和液体定量出口，液体从液体定量入口流入所述液体定量区，充满所述液体定量区后到达所述液体定量出口；

所述液体定量出口的相应位置处设有液体识别装置，所述液体识别装置用于识别到达所述液体定量出口的液体。

在其中一个实施例中，所述液体识别装置设于所述基体的外侧。在其中一个实施例中，所述液体识别装置包括光源生成模块和光电感应器； 所述光源生成模块、所述液体定量出口、所述光电感应器呈垂直线依次布设。

在其中一个实施例中，所述液体定量入口处也设有液体识别装置。

在其中一个实施例中，所述液体识别装置包括光源生成模块和光电感应器；所述液体识别装置设置在所述基体的外侧；

设于所述液体定量出口处的液体识别装置按照光源生成模块、液体定量出口、光电感应器呈垂直线依次布设；

设于所述液体定量入口处的液体识别装置按照光源生成模块、液体定量入口、光电感应器呈垂直线依次布设。

在其中一个实施例中，所述基体包括顶板和底板，所述顶板与所述底板层叠连接；所述液体定量区设置在所述顶板和所述底板的连接处；

设于所述液体定量出口处的液体识别装置的光源生成模块设置在与所述液体定量出口对应的所述顶板的相应位置的正上方，其光电感应器设置在与所述液体定量出口对应的所述底板的相应位置的正下方；

设于所述液体定量入口处的液体识别装置的光源生成模块设置在与所述液体定量入口对应的所述顶板的相应位置的正上方，其光电感应器设置在与所述液体定量入口对应的所述底板的相应位置的正下方。

在其中一个实施例中，所述液体定量区为六边形结构。

在其中一个实施例中，所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-3mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-3mm，高度为 0.3-3mm。

在其中一个实施例中，述液体定量区的表面为经亲水性表面修饰后而形成的表面；所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm。

在其中一个实施例中，所述液体定量区的表面为经疏水性表面修饰后而形成的表面，所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm。

在其中一个实施例中，所述基体包括顶板和底板，所述顶板与所述底板层叠连接；所述液体定量区设置在所述顶板和所述底板的连接处。

在其中一个实施例中，所述顶板上设有凹槽，所述底板为光滑的平板，所述凹槽与所述底板配合形成所述液体定量区。

在其中一个实施例中，所述基体上还设有液体通道，所述液体通道与所述液体定量入口连通。

在其中一个实施例中，所述基体上还设有空气支通道和空气入口，所述空气支通道的一端与所述液体通道连通，所述空气支通道的另一端与所述空气入口连通，所述空气支通道与所述液体通道的连通处邻近所述液体定量区的液体定量入口。

另一方面，本发明还提供了以上所述的液体定量装置在微流控芯片中的应用。

相对于现有技术，本发明具有如下有益效果：

本发明的液体定量装置通过特定的液体定量区结合液体定量出口处的液体识别装置来实现液体的定量，结构简单新颖，定量准确度高；通过进一步设置位于液体定量入口处的液体识别装置，可便于对基体内液体的流动及可能存在的气泡进行监控、控制，进一步提高定量准确度。

当本发明的液体定量装置应用到微流控芯片上时，可提高检测的准确度，同时由于液体识别装置可设置于芯片的外侧，可简化芯片的生产工艺难度。

附图说明

图 1 是本发明提供的液体定量装置的结构示意图；

图 2 是本发明提供的液体识别装置的截面示意图；

图 3 是本发明提供的微流控芯片的一种实施例的结构示意图；

图 4 是本发明提供的微流控芯片的一种实施例的传感器设置结构图；

图 5 是本发明提供的微流控芯片使用时磁铁设置位置的截面示意图；

图 6 是本发明提供的液体驱动装置的一种实施例的结构示意图；

其中，1、顶板；2、进样口、3、全血过滤区；4、样品定量区；5、酶标一抗包埋区；6、第一混匀通道；7、磁标二抗包埋区；8、第二混匀通道；9、化学发光检测区；10、稀释液入口；11、底物发光液入口；12、清洗液入口；13、液体驱动力入口；14、空气入口；15、密封垫；16、稀释液支通道；17、底物发光液支通道；18、清洗液支通道；19、柱塞泵；20、底板；21、稀释液存储池；22、底物发光液存储池；23、清洗液存储池；24、废液池；25a/25b、磁铁；26、磁珠；27、空气支通道；28、光源生成模块；29、光电感应器；191、柱塞泵的进液口；192、柱塞泵的出液口；193、柱塞；194、泵室。

具体实施方式

下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

实施例 1

请参考图 1，本实施例提供了一种液体定量装置，其包括基体以及设于基体上的液体定量区 100。

液体定量区 100 具有预定容积，且液体定量区的两端分别设有液体定量入口 101 和液体定量出口 102，液体从液体定量入口 101 流入液体定量区 100，充满液体定量区 100 后到达液体定量出口 102。

液体定量出口 102 的相应位置处设有液体识别装置，液体识别装置用于识别到达液体定量出口 102 的液体。

在以上技术方案中，由于液体定量区 100 具有预定容积，且其允许液体从液体定量入口 101 流入液体定量区 100，充满液体定量区 100 后到达液体定量出口 102，当液体到达液体定量出口 102 处时，液体识别装置可提供液体到达信号，指示液体已将液体定量区 100 充满，此时控制液体停止进入液体定量区 100，实现液体在液体定量区 100 中的定量，定量得到的液体的体积即为液体定量区 100 的容积。

需要说明的是，液体识别装置的结构在此不作限制，能够识别液体的装置均可作为本发明的液体识别装置，例如公开号为“105214744 A”的专利申请中公开的液体传感装置即可作为本发明的液体识别装置，但这种液体传感装置结构较为复杂，导电针需要内置入芯片内部，并且导电针与反应液体接触，在一定情况下会影响实验结果。优选地，液体识别装置设于基体的外侧，例如通过光学实现检测，非接触式的方式，其不会干扰检测，也方便基体芯片的加工制作。

如图 2 所示，优选地，液体识别装置包括光源生成模块 28 和光电感应器 29；液体识别装置设置在基体的外侧；

设于液体定量出口 102 处的液体识别装置按照光源生成模块 28、液体定量出口 102 和光电感应器 29 呈垂直线依次布设。采用光学传感来对液体识别、定量和控制，相对于导电式的接触方式，此方法减少了金属对芯片内反应体系的干预，可提高检测效率，进而提高定量的准确性，同时这样的液体识别装置可设于微流控芯片外部，便于固定在仪器中，而无需设置在芯片上，降低了芯片的加工难度。使用时，只需将光源生成模块和光电感应器对准液体识别位点放置即可。

光源生成模块 28 为能够提供光源的模块，其可为 LED、卤素灯。在光源的照射下，由于气体、液体对光的的透射率和折射率不同，照射到光电感应器的光强不同，光电感应器便可以识别气体和液体，从而辨别液体是否到感应的点位。当液体流至液体定量入口或液体定量出液口时，液体识别装置可进行快速识别，从而控制液体停止流入液体定量区。

可选地，液体定量入口 101 处也设有液体识别装置。液体识别装置的设置可便于对基体内液体的流动及可能产生的气泡进行监控、控制，从而可进一步提高定量的准确性。优选地，液体定量入口 101 处的液体识别装置与液体定量出口 102 处的液体识别装置相同。在一个优选的实施例中，液体定量入口 101 处的液体识别装置设于基体的外侧，其包括光源生成模块和光电感应器，光源生成模块和光电感应器设置在基体的外侧；设于液体定量入口 101 处的液体识别

装置按照光源生成模块 28、液体定量入口 101 和光电感应器 29 呈垂直线依次布设。

液体定量区 100 可以通过激光加工、模型注塑加工等多种方式在基体内部成形，也可通过设置为分离式的顶板 1 和底板 20，在顶板 1 或底板 20 上加工出特定的凹槽形状，然后相互封装在一起；由于前一种加工方式较为繁琐，在一个优选的实施例中，基体包括顶板 1 和底板 20；顶板 1 与底板 20 层叠连接；液体定量区 100 设置在 1 顶板和底板 20 的连接处。相应地，设于液体定量出口 102 处的液体识别装置的光源生成模块 28 设置在与液体定量出口 102 对应的顶板 1 的相应位置的正上方，其光电感应器 29 设置在与液体定量出口 102 对应的底板 20 的相应位置的正下方；设于液体定量入口 101 处的液体识别装置的光源生成模块设置在与液体定量入口 101 对应的顶板的相应位置的正上方，其光电感应器设置在与液体定量入口 101 对应的底板的相应位置的正下方。

在一个更优选的实施例中，顶板 1 上设有凹槽，底板 20 为光滑的平板，凹槽与底板 20 配合形成液体定量区 100；这样的液体定量装置制备起来更为方便，降低了生产工艺难度，只需在顶板上加工所需的特定结构即可，提高了生产效率。

本发明的液体定量区能够实现“需定量的液体从液体定量区的进液口流入液体定量区，充满液体定量区后到达出液口”即可，其形状结构可根据需要进行选择，本发明不对此作任何限制，例如其可为管道形状、多边形形状等。在一个实施例中，所述液体定量区为六边形结构的腔室。

可选地，液体定量区的液体定量入口 101 的宽度为 0.3-3mm（优选为 0.8-1.5mm），高度为 0.3-3mm；液体定量区的液体定量出口 102 的宽度为 0.3-3mm（优选为 0.8-1.5mm），高度为 0.3-3mm。液体定量入口宽度过宽或过窄、高度过高或过低均不利于定量的进行，当液体定量入口宽度过宽或高度过高时，容易造成液体无法充满液体定量区即流至其液体定量出口，这样无法实现准确的液体定量，而当液体定量入口宽度过窄或高度过低时，则需要相应增加长度来满足容积的要求，这样可能会导致芯片长度的增加及芯片体积的增大。

可选地，液体定量区 100 的表面为经亲水性表面修饰后而形成的表面；液体定量区的液体定量入口 101 的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm；液体定量区的液体定量出口 102 的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm。亲水性表面修饰包括但不限于等离子、加羟基、羧基修饰。液体定量区的表面进行亲水性修饰后，更有利于液体在腔体内的填充，此时可适当的加大液体定量区的液体定量入口、液体定量出口的宽度，从而可缩小液体定量区及芯片的长度。

可选地，液体定量区 100 的表面为经疏水性表面修饰后而形成的表面，液体定量区的液体定量入口 101 的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm；液体定量区的液体定量出口 102 的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm。液体定量区的表面经疏水性表面修饰后，可防止液体挂壁，而且可保证液体在液体定量区内充满后到达液体定量出口。

可选地，基体上还设有液体通道 103，液体通道 103 与液体定量入口 101 连通。

进一步地，基体上还设有空气支通道 104 和空气入口 105，空气支通道 104 的一端与液体通道 103 连通，空气支通道 104 的另一端与空气入口 105 连通，空气支通道 104 与液体通道 103 的连通处邻近液体定量区的液体定量入口 101。在一个实施例中， 此处的“邻近”理解为“连通处与液体定量区的液体定量入口 101 之间的距离为 0.5~10mm（优选为 0.5~2mm）”。使用时，将空气入口与基体外部的空气管道通过阀门可通断地连接，以控制空气进入基体内部。液体经液体定量入口流入液体定量区内，当液体流至液体定量区的液体定量出口处时，即充满液体定量区，此时位于液体定量出口的液体识别装置发出液体到达信号，控制空气入口打开，由于空气支通道中空气的流动所需驱动力小，而液体的流动所需驱动力更大，因此液体停留在空气支通道与液体通道的连通处不再继续流入液体定量区，即可得到分离后的特定量的液体。

本实施例的液体定量装置通过特定的液体定量区结合液体定量出口处的液体识别装置来实现液体的定量，结构简单新颖，定量准确度高。

当本实施例的液体定量装置应用到微流控芯片上时，可提高检测的准确度，同时由于液体识别装置可设置于芯片的外侧，可简化芯片的生产工艺难度。

实施例 2

请参照图 2~图 6，本实施例提供了实施例 1 中的液体定量装置在微流控芯片上的应用。在本实施例中，微流控芯片为化学发光微流控芯片。

本实施例的化学发光微流控芯片，包括芯片主体、以及设置在芯片主体上的进样口 2、液体驱动力入口 13、底物发光液入口 11、清洗液入口 12、底物发光液支通道 17、清洗液支通道 18、主流体通道和多个功能区；下面进行详细说明。

在本实施例中，主流体通道连通多个功能区，以引导流体在功能区之间的流动。

功能区包括通过主流体通道依次连通的酶标一抗包埋区 5、磁标二抗包埋区 7 和化学发光检测区 9。

其中，酶标一抗包埋区 5 包埋有酶标一抗；磁标二抗包埋区 7 包埋有磁标二抗；磁标二抗

包埋区 7 为液体定量区； 液体定量区用于定量液体，待定量的液体（例如底物发光液）进入液体定量区后，可在液体定量区内实现定量（即得到所需用量的液体），以与定量的液体样品或其他反应试剂反应，从而实现定量检测。

在本实施例中，液体定量区具有预定的容积，且在液体定量区的出液口处设置有液体识别装置，需定量的液体从液体定量区的进液口流入液体定量区，充满液体定量区后到达出液口；。当液体到达出液口处时，液体识别装置可提供液体到达信号，指示液体已将液体定量区充满，此时控制液体驱动装置停止驱动液体，即可实现液体在液体定量区中的定量。化学发光微流控芯片通过特定的液体定量区结合液体驱动装置来实现液体的定量，可提高了定量的准确性。

在本实施例中，化学发光检测区 9 用于容置化学发光反应产物，以与外部检测装置结合完成检测过程。

进样口 2 与液体驱动力入口 13 分别与主流体通道连通，驱动力入口 13 用于连接液体驱动装置以驱动液体流入或流出功能区；进样口 2 用于将液体样品引入主流体通道中，液体样品经主流体通道进入各功能区。

在本实施例中，底物发光液支通道 17 的一端与底物发光液入口 11 连通，其另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口连通，底物发光液经底物发光液入口 11、底物发光液支通道 17 进入磁标二抗包埋区 7 进行定量。

清洗液支通道 18 的一端与清洗液入口 12 连通，其另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口连通，清洗液经清洗液入口 12、清洗液支通道 18 进入磁标二抗包埋区 7 进行磁珠清洗。

本实施例的微流控芯片使用时，底物发光液入口 11、清洗液入口 12 分别与底物发光液储存池 22、清洗液储存池 23 通过阀门 V2、V3 可通断地连接，底物发光液储存池 22、清洗液储存池 23 上分别设有与外界空气连通的开口；液体驱动装置安装在液体驱动力入口 13 处，用以驱动芯片内液体流动；磁标二抗包埋区 7 的外侧固定有磁铁（例如磁铁 25a，25b），以便固定磁珠 26。磁标二抗包埋区为液体定量区，其可用于定量底物发光液，可选地，还可进一步用于定量清洗液。

本实施例的微流控芯片的一工作方式如下：预定量的液体样品（如经稀释液稀释后的血清或血浆）在液体驱动装置的作用下从进样口 2 处经主流体通道流至酶标一抗包埋区 5，与其中包埋的酶标一抗混合反应，其后反应液到达磁标二抗包埋区 7，与其中包埋的磁标二抗继续混合反应，在磁珠上形成双抗夹心结构的反应物，磁珠被磁铁吸附，反应物在磁珠的作用下稳定

在磁标二抗包埋区 7 内，而其余的反应液在液体驱动装置的作用下经液体驱动力入口 13 排出芯片；然后，关闭芯片上的空气流入端口（如样品进口），打开清洗液储存池 23 与清洗液入口 12 之间的阀门 V3，清洗液在液体驱动装置的作用下经清洗液支通道 18 进入磁标二抗包埋区 7 以对其中的磁珠进行清洗，当磁标二抗包埋区 7 完成对清洗液的定量时，即可关闭清洗液储存池 23 与清洗液入口 12 之间的阀门 V3，打开空气流入端口，清洗后的液体在液体驱动装置的作用下经液体驱动力入口 13 排出芯片，为了保证清洗效果，可反复清洗数次（磁珠清洗方式不限于此处描述的方式，也可以通过例如在清洗液中移动磁铁的方式实现磁珠的清洗）；接着关闭芯片上的空气流入端口（如样品进口），打开底物发光液储存池 22 与底物发光液入口 11 之间的阀门 V2，底物发光液在液体驱动装置的作用下经底物发光液支通道 17 进入磁标二抗包埋区 7，当磁标二抗包埋区 7 完成对底物发光液的定量时，关闭底物发光液储存池 22 与底物发光液入口 11 之间的阀门 V2，液体驱动装置停止驱动作用，底物发光液不再流入磁标二抗包埋区 7，打开芯片上的空气流入端口（如样品进口），磁标二抗定量后的底物发光液与磁珠捕获的反应物进行发光反应，之后移除磁铁，磁标二抗包埋区 7 中的反应液在液体驱动装置的作用下流入化学发光检测区 9 进行检测。

上述化学发光微流控芯片结构紧凑，例如磁标二抗包埋区不仅用于包埋磁标二抗，其作为液体定量区还可用于定量底物发光液，而无须再另行设置液体定量区，磁标二抗包埋区还可进一步作为用于磁珠清洗的区，而无须再另行设置磁珠清洗区，大大节省了芯片的体积；同时，试剂存储池（如底物发光液存储池、清洗液存储池等）可外置于芯片，相对于现有技术试剂包镶嵌于芯片中，降低了芯片的制作工艺难度，提高了检测的准确性。

应当说明的是，主流体通道和多个功能区可以通过激光加工、模型注塑加工等多种方式在芯片主体内部成形，也可通过设置为分离式的顶板和底板，在顶板或底板上加工出特定形状，然后相互封装在一起；由于前一种加工方式较为繁琐，在一个优选的实施例中，芯片主体包括顶板 1 和底板 20；顶板 1 与底板 20 层叠连接；顶板 1 与底板 20 的连接处设置有主流体通道和多个功能区；更优选地，底板 20 为光滑的平板，顶板 20 设置微孔、微通道或微纳腔以与底板配合形成进样口 2、液体驱动力入口 13、底物发光液入口 11、清洗液入口 12、底物发光液支通道 17、清洗液支通道 18、主流体通道或多个功能区，这样的微流控芯片制备起来更为方便，进一步降低了生产工艺难度，只需在顶板上加工所需的特定结构即可，进一步提高了生产效率。在一个实施例中，底板 20 为光滑的平板，顶板 1 上设有多个微通道以与底板 20 结合形成主流体通道，顶板 1 上设有多个微腔以与底板 20 结合形成多个功能区，顶板 1 上设有多个

孔以与底板 20 结合形成进样口 2、液体驱动力入口 13、底物发光液入口 11 和清洗液入口 12; 为了便于进样，进样口 2 的尺寸通常大于其他入口的尺寸。

因此，上述化学发光微流控芯片的芯片主体可包括层叠设置的顶板和底板，需要加工完成的结构均可设置的顶板上，底板仅为光滑的平板，这样可进一步降低芯片的制作工艺难度，提高生产效率。

可选地，液体定量区的进液口处也设置有液体识别装置。此液体识别装置的设置可便于对芯片内液体的流动及可能存在的气泡进行监控、控制，其还可实现两种定量液体之间的混合。

进一步地，酶标一抗包埋区 5 也为液体定量区，芯片主体上还设有稀释液入口 10 和稀释液支通道 16; 稀释液支通道 16 的一端与稀释液入口 10 连通，另一端与酶标一抗包埋区 5 的进液口连通，样品稀释液经稀释液入口、稀释液支通道进入酶标一抗包埋区 5 进行定量。更进一步地，酶标一抗包埋区 5 的进液口和出液口处分别设置有液体识别装置，需定量的液体从其进液口流入酶标一抗包埋区 5，充满酶标一抗包埋区 5 后到达出液口。样品稀释液不仅能够稀释液体样品（如血清、血浆等），降低其浓度及粘稠度，其中含有的物质还可降低液体样品的本底值，使得检测更为精确，同时样品稀释液可以更好的复溶酶标一抗; 在此技术方案中，酶标一抗包埋区可用于定量样品稀释液，而无需在芯片外部实现样品稀释液的定量，定量的样品稀释液可在酶标一抗包埋区与定量的液体样品进行混合，可节省人力，操作更加便捷。使用时，将稀释液入口 10 与稀释液储存池 21 通过阀门 V1 可通断地连接，稀释液储存池 21 上设有与外界空气连通的开口; 预定量的液体样品（如经稀释液稀释后的血清或血浆）在液体驱动装置的作用下从进样口 2 处经主流体通道流至酶标一抗包埋区 5 的进液口处，关闭芯片上的空气入口（如样品进口），打开稀释液储存池 21 与稀释液入口 10 之间的阀门 V1，样品稀释液在液体驱动装置的作用下经稀释液支通道 16 进入酶标一抗包埋区 5，当其充满酶标一抗包埋区 5，到达酶标一抗包埋区 5 的出液口处时，关闭稀释液储存池 21 与稀释液入口 10 之间的阀门 V1，打开空气流入端口（如样品进口），液体样品和样品稀释液即可在液体驱动装置的负压作用下继续流动，并可在液体驱动装置的正压、负压交替作用在主流体通道、酶标一抗包埋区 5 中实现混合，当然也可通过设置的混合通道实现更好的混合。

可选地，化学发光检测区 9 具有预定的容积，且在化学发光检测区 9 的出液口处设置有液体识别装置，待检测的液体经化学发光检测区 9 的进液口流入化学发光检测区 9，充满化学发光检测区 9 后到达出液口，化学发光检测区 9 的容积小于等于磁标二抗包埋区 7 的容积。当底物发光液与磁珠捕获的反应物进行反应后的反应液到达化学发光检测区的出液口处时，液体识

别装置发出信号，液体驱动装置控制反应液停止流动，此时即可进行检测。进一步地，化学发光检测区 9 的进液口处也设有液体识别位点，化学发光检测区 9 的容积等于磁标二抗包埋区 7 的容积。

可选地，为了便于液体样品、试剂（样品稀释液、底物发光液等）之间的混合，主流体通道包括第一混匀通道 6 和第二混匀通道 8；第一混匀通道 6 设于酶标一抗包埋区 5 和磁标二抗包埋区 7 之间；第二混匀通道 8 设于磁标二抗包埋区 7 和化学发光检测区 9 之间。

可选地，进样口 2 与液体驱动力入口 13 分别设置在主流体通道的两端。

如图 4 所示，可选地，为了便于固定磁珠，芯片主体与磁标二抗包埋区 7 对应的位置处设置有磁铁固定位点；进一步地，由于磁珠的清洗可在磁标二抗包埋区 7 进行，为了更好地实现磁珠清洗，磁标二抗包埋区 7 的上方和下方各布设一个用于定位磁铁 25a，25b 的磁铁固定位点，两个磁铁 25a，25b 对应于磁标二抗包埋区 7 的斜对角布设。

可选地，功能区还包括样品定量区 4，样品定量区 4 也为液体定量区，液体样品经进样口流入样品定量区 4 进行定量；样品定量区 4 位于酶标一抗包埋区 5 的上游；微流控芯片上还设有空气入口 14 及与其连通的空气支通道 27，空气支通道 27 的一端与空气入口 14 连通，另一端与样品定量区 4 和进样口 2 之间的主流体通道连通，空气支通道 27 的另一端与主流体通道的连通处邻近样品定量区 4。此处“邻近”通常可理解为“距离样品定量区 4 的进液口 0.5~10mm（优选为 0.5~2mm）”。通过设置了样品定量区，可便于液体样品的定量，而无需在芯片外另行定量，使得芯片使用更为方便。进一步地，样品定量区 4 的出液口处设置有液体识别装置，需定量的液体从其进液口流入样品定量区 4，充满样品定量区 4 后到达出液口。更进一步地，样品定量区 4 的进液口处也设置有液体识别装置。

微流控芯片使用时，将空气入口与芯片外部的空气管道通过阀门可通断地连接，以控制空气进入芯片内部。液体样品在液体驱动装置的作用下经进样口从样品定量区的进液口流入样品定量区内，当液体样品流至样品定量区的出液口处时，即充满样品定量区，此时位于出液口的液体识别位点上定位的液体识别装置发出指示信号，控制空气入口打开，由于空气支通道中空气的流动所需驱动力小，而液体样品的流动所需驱动力更大，因此液体样品停留在空气支通道与主流体通道的连通处不再继续流入样品定量区，即可完成液体样品在样品定量区中的定量。定量后的液体样品可在液体驱动装置的作用下继续流至酶标一抗包埋区。

可选地，液体样品为全血，进样口 7 与样品定量区 4 之间设有全血过滤区 3，全血过滤区

3 中设有全血滤膜；当微流控芯片用于临床诊断时，全血是常见的检测样品，检测时通常需要进行全血分离以将全血中的血清或血浆分离出来，再与试剂进行反应；芯片中设置全血过滤区，便于检测使用，同时相较于先定量全血，再进行全血分离的方式，在进样口与样品定量区之间设有全血过滤区，可通过样品定量区直接定量血清或血浆的用量，测量结果更为精确。全血滤膜的材质可为玻璃纤维、棉短绒纤维、聚酯纤维、纤维或混纺纤维；可选地，全血过滤滤垫的厚度为 0.2-2.5mm；全血过滤滤垫的吸附速度为 4-150 s/4cm，吸水性为 30-250 mg/cm^2。

请参考图 5，可选地，液体驱动装置为柱塞泵 19。就结构而言，液体驱动装置可设置为多种，如现有的注射泵、隔膜泵、蠕动泵等，凡是能够实现将液体在压力作用下驱动至芯片内的预定区域，均应落入本发明的保护范围。注射泵、隔膜泵、蠕动泵虽然能够驱动液体流动，但它们不能很好地控制液体在特定位置停留，而柱塞泵能够较好地解决这个问题。适用于本发明的柱塞泵可为本领域技术人员所熟知的柱塞泵，其通常包括泵室 194 和柱塞 193，泵室 194 上设有进液口 191 和出液口 192，柱塞 193 的顶端插入泵室内，柱塞 193 沿着泵室 194 的内壁在其轴向上作往复运动；进液口 191、出液口 192 处分别设有阀门 V4、V6。由于柱塞泵被较多的应用于吸液、排液，泵室上设置的两个口通常被称为“进液口和出液口”，但需要说明的是，此处的“进液口和出液口”并不限于用于进液和出液，在本实施例中，柱塞泵工作时，进液口 191 处的阀门 V4 打开后，柱塞向下运动，此时液体临近柱塞泵进液口 191 的一端的压力变小，造成液体两端产生压力差，液体在压力差的作用下向进液口 191 方向运动，当液体到达预定位置处时，打开出液口处的阀门 V6，使得芯片内部与外部大气连通，液体两侧分别在两侧空气（其中一侧的空气经出液口、进液口进入芯片内部，另一侧的空气可从空气流入端口（如进样口或另行设置的空气支通道）进入芯片内部）的作用下，压力保持平衡，液体即可停留在预定位置处。

本实施例的液体定量区（包括磁标二抗包埋区、酶标一抗包埋区和样品定量区样品）能够实现“需定量的液体从液体定量区的进液口流入液体定量区，充满液体定量区后到达出液口”即可，其形状结构可根据需要进行选择，本发明不对此作任何限制，例如其可为管道形状、多边形形状等。

可选地，液体定量区为六边形结构。具体地，液体定量区的进液口和出液口分别为六边形结构的两个对角；两个对角的角度小于 120° 。

可选地，液体定量区的进液口的宽度为 0.3-3mm（优选为 0.8-1.5mm），高度为 0.3-3mm；液体定量区的出液口的宽度为 0.3-3mm（优选为 0.8-1.5mm），高度为 0.3-3mm。进液口宽度过

宽或过窄、高度过高或过低均不利于定量的进行，当进液口宽度过宽或高度过高时，容易造成液体无法充满液体定量区即流至其出液口，这样无法实现准确的液体定量，而当进液口宽度过窄或高度过低时，则需要相应增加长度来满足容积的要求，这样可能会导致芯片长度的增加及芯片体积的增大。

可选地，液体定量区的表面为经亲水性表面修饰后而形成的表面；液体定量区的进液口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm；液体定量区的出液口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm。亲水性表面修饰包括但不限于等离子、羟基化、羧基化修饰。液体定量区的表面进行亲水性修饰后，更有利于液体在腔体内的填充，此时可适当的加大液体定量区的进液口、出液口的宽度，从而可缩小液体定量区及芯片的长度。

可选地，液体定量区的表面为经疏水性表面修饰后而形成的表面，液体定量区的进液口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm；液体定量区的出液口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm。疏水性修饰包括但不限于疏水性物理修饰、疏水性化学修饰（如纳米粒子涂层、加长链的烷基等）。液体定量区的表面经疏水性表面修饰后，可防止液体挂壁，而且可保证液体在液体定量区内充满后到达出液口。

本实施例对于液体识别装置的结构不作限制，只要能实现液体的识别即可。如公开号为“105214744 A”的专利申请中公开的液体传感装置即可作为本发明的液体识别装置，但这样的液体传感装置结构较为复杂，导电针需要内置入芯片内部，并且导电针与反应液体接触，在一定情况下会影响实验结果。优选地，液体识别装置设于基体的外侧，通过光学实现检测，非接触式的方式，不会干扰检测，也方便基体芯片的加工制作。

优选地，液体识别装置包括光源生成模块 28 和光电感应器 29；液体识别位点包括用于定位光源生成模块 28 的上位点和用于定位光电感应器 29 的下位点，上位点和下位点分别设于芯片主体的外侧，上位点、相应的进液口或出液口、下位点区呈垂直线依次布设。相应地，光源生成模块 28、相应的进液口或出液口、光电感应器 29 呈垂直线依次布设。由于液体识别装置可设于液体定量区或化学发光检测区的进液口或出液口处，因此此处的“相应的进液口或出液口”对应于液体定量区或化学发光检测区的进液口或出液口；例如，当磁标二抗包埋区的出液口设置液体识别装置时，光源生成模块、磁标二抗包埋区的出液口、光电感应器呈垂直线依次布设；当磁标二抗包埋区的进液口设置液体识别装置时，光源生成模块、磁标二抗包埋区的进液口、光电感应器呈垂直线依次布设；当样品定量区的出液口设置液体识别装置时，光源生成模块、样品定量区的出液口、光电感应器呈垂直线依次布设。

采用光学传感来对液体识别、定量和控制，相对于导电式的接触方式，此方法减少了金属对芯片内反应体系的干预，同时这样的液体识别装置可设于微流控芯片外部，便于固定在仪器中，而无需设置在芯片上，降低了芯片的加工难度。使用时，只需将光源生成模块和光电感应器对准液体识别位点放置即可。具体地，芯片主体包括顶板 1 和底板 20；顶板 1 与底板 20 层叠连接；顶板 1 与底板 20 的连接处设置有主流体通道和多个功能区；光源生成模块 27 设置定位在与液体定量区的进液口或出液口对应的顶板 1 的相应位置的正上方，光电感应器 28 定位在与液体定量区的进液口或出液口对应的底板 20 的相应位置的正下方。

光源生成模块 28 为能够提供光源的模块，其可为 LED、卤素灯、激光灯等。在光源的照射下，由于气体、液体对光的的透射率和折射率不同，照射到光电感应器的光强不同，光电感应器便可以识别气体和液体，从而辨别液体是否到感应的点位。当液体流至液体定量入口或液体定量出液口时，液体识别装置可进行快速识别，从而控制液体停止流入液体定量区。

可选地，底物发光液支通道 17 的另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口的连通处位于磁标二抗包埋区 7 的进液口的主流体通道上；在一个实施例中，此处“邻近”理解为“距离磁标二抗包埋区 7 的进液口 0.5~10mm（优选为 0.5~2mm）”。

可选地，清洗液经清洗液入口 12、清洗液支通道 18 进入磁标二抗包埋区 7 进行定量；清洗液支通道 18 的另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口的连通处位于与进液口邻近的主流体通道上；在一个实施例中，此处“邻近”理解为“距离磁标二抗包埋区 7 的进液口 0.5~10mm（优选为 0.5~2mm）”。优选地，清洗液支通道 18 的另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口的连通处在底物发光液支通道 17 的另一端与磁标二抗包埋区 7 的进液口的连通处的下游，这样可避免底物发光液被清洗液稀释。

可选地，稀释液支通道 16 的另一端与酶标一抗包埋区 5 的进液口的连通处位于与酶标一抗包埋区 5 的进液口邻近的主流体通道上；在一个实施例中，此处“邻近”理解为“距离酶标一抗包埋区 5 的进液口 0.5~10mm（优选为 0.5~2mm）”。

可选地，进样口 2 的体积为 5ul-300ul。

可选地，全血过滤区 3 的出液口为三角形出液口；全血过滤区 3 面积为 30-300mm^2，宽为 2-20mm，长为 5-25mm，深为 0.3-3mm，前端三角形的角度为 15-160℃。

可选地，样品定量区 4 的体积为 1-50ul。

可选地，酶标一抗包埋区 5 的体积为 5-50ul。

可选地，第一混匀管道 6 和第二混匀管道 8 的宽为 200-2000um，长为 5mm-40mm，深为

0.2-3mm。

可选地，磁标二抗包埋区 7 的体积为 10-200ul。

可选地，化学发光检测区 9 的体积为 10-200ul。

接下来，结合图 2~图 6，描述根据本发明的一种实施方式的微流控芯片的检测方法。该方法包括步骤 101 至步骤 110，各步骤具体如下：

步骤 101：将分别与稀释液存储池 21、底物发光液存储池 22、清洗液存储池 23、柱塞泵 19、空气连通的钢针插入芯片中的密闭垫 15，其中钢针分别与稀释液入口 10、底物发光液入口 11、清洗液入口 12、液体驱动力入口 13、空气入口 14 连接；将全血样本加入到进样口 2，打开电磁阀 V4 并由柱塞泵 19 产生负压吸力，将全血样品吸入全血过滤区 3。

将钢针插入柱塞泵 19 的密封垫后，柱塞泵 19 产生负压吸力，将全血样品吸入全血过滤区 3。

步骤 102：全血样品完成过滤后的血清被吸入到样品定量区 4，并由样品定量区 4 进液口和出液口上设置的光电感应器（a1、a2）完成血清的定量测量。

当全血样品经过光电传感器 a1 上方是，感应器输出电压值发生变化，给系统一个识别信号，判断液体在芯片中的流动位置。当样品经过光电传感器 a2 时，判断样品把样品定量区 4 充满，该区域的固有体积即为样品的定量值。

步骤 103：封堵进样口 2 并打开电磁阀 V5，使得血清被吸入到酶标一抗包埋区 5。

步骤 104：当酶标一抗包埋区 5 的进液口上设置的光电感应器（b1）检测到血清时，关闭电磁阀 V5，打开电磁阀 V1，使得外部样品稀释液从电磁阀 V1 进入到酶标一抗包埋区 5。

步骤 105：当酶标一抗包埋区 5 出液口上设置的光电感应器（b2）检测到外部样品稀释液时，关闭电磁阀 V1，打开电磁阀 V5，并通过柱塞泵 19 依次产生正压和负压吸力，使得血清、外部稀释液、预先包埋的酶标一抗在酶标一抗包埋区 5 和第一混匀管道 6 之间来回流动复溶，获得第一混合液。

步骤 106：第一混合液被吸入到磁标二抗包埋区 7，并通过第二混匀管道 8 使第一混合液与抗原抗体结合，形成的反应物被磁珠捕捉，磁珠被磁标二抗包埋区 7 外侧的磁铁吸附而稳定在磁标二抗包埋区 7 内，其余的反应液在柱塞泵 19 的负压吸力下经液体驱动力入口排出芯片，接着进行下一清洗步骤。

步骤 107：关闭电磁阀 V5，并打开电磁阀 V3，使外部清洗液进入到磁标二抗包埋区 7，并通过磁标二抗包埋区 7 进液口和出液口上设置的光电感应器（c1、c2）控制清洗液的注入量。

步骤 108：在外部清洗液与磁珠反复清洗后，磁铁 25a、25b 吸附磁珠，通过柱塞泵产生负压吸力，将清洗过后的液体吸出排到外部废液池 24 中。

步骤 109：关闭电磁阀 V3，打开电磁阀 V2，使外部底物发光液进入到磁标二抗包埋区 7，并通过光电感应器（c1、c2）控制底物发光液的注入量。

步骤 110：在底物发光液与磁珠上的抗原抗体充分反应后，获得反应液，反应液被运输到化学发光检测区 9，以完成化学发光检测；其中，化学发光检测区 9 进液口和出液口上设置的光电感应器（d1、d2）用于检测反应液的容量及位置。

本实施例的化学发光微流控芯片中物质之间的反应原理同磁微粒免疫化学发光反应原理，即样品中的抗原通过和酶标一抗（一抗标记有 HRP、AP 等催化基团）结合，接着与磁标二抗（二抗被固定在磁珠上）结合形成双抗夹心复合物，磁铁吸附磁珠，清洗掉未结合的抗原和酶标一抗，加入底物反应液，一抗上标记的 HRP、AP 等酶基团催化底物反应液发光。发光强度和抗原的量成正比。

本实施例中的化学发光微流控芯片结构紧凑，例如磁标二抗包埋区不仅用于包埋磁标二抗，其作为液体定量区还可用于定量底物发光液，而无须再另行设置液体定量区，所述磁标二抗包埋区还可进一步作为用于磁珠清洗的腔室，而无须再另行设置磁珠清洗腔室，大大节省了芯片的体积；同时，试剂存储池（如定量底物发光液存储池、清洗液存储池等）可外置于芯片，相对于现有技术试剂包镶嵌于芯片中，降低了芯片的制作工艺难度，提高了检测的准确性。

本实施例中的化学发光微流控芯片的芯片主体可包括层叠设置的顶板和底板，需要加工完成的结构均可设置的顶板上，底板仅为光滑的平板，这样可进一步降低芯片的制作工艺难度，提高生产效率。

本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例方法中的全部或部分流程，是可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成，所述的程序可存储于一计算机可读取存储介质中，该程序在执行时，可包括如上述各方法的实施例的流程。其中，所述的存储介质可为磁碟、光盘、只读存储记忆体（Read-Only Memory，ROM）或随机存储记忆体（Random Access Memory，RAM）等。

以上所述是本发明的优选实施方式，应当指出，对于本技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明原理的前提下，还可以做出若干改进和润饰，这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

权 利 要 求 书

1、一种液体定量装置，其特征在于，包括基体以及设于所述基体上的液体定量区；

所述液体定量区具有预定容积，且所述液体定量区的两端分别设有液体定量入口和液体定量出口，液体从液体定量入口流入所述液体定量区，充满所述液体定量区后到达所述液体定量出口；

所述液体定量出口的相应位置处设有液体识别装置，所述液体识别装置用于识别到达所述液体定量出口的液体。

2、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体识别装置设于所述基体的外侧。

3、根据权利要求 2 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体识别装置包括光源生成模块和光电感应器；

所述光源生成模块、所述液体定量出口、所述光电感应器呈垂直线依次布设。

4、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体定量入口处也设有液体识别装置。

5、根据权利要求 4 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体识别装置包括光源生成模块和光电感应器；所述液体识别装置设置在所述基体的外侧；

设于所述液体定量出口处的液体识别装置按照光源生成模块、液体定量出口、光电感应器呈垂直线依次布设；

设于所述液体定量入口处的液体识别装置按照光源生成模块、液体定量入口、光电感应器呈垂直线依次布设。

6、根据权利要求 5 所述的液体定量装置，其特征在于，所述基体包括顶板和底板，所述

顶板与所述底板层叠连接；所述液体定量区设置在所述顶板和所述底板的连接处；

设于所述液体定量出口处的液体识别装置的光源生成模块设置在与所述液体定量出口对应的所述顶板的相应位置的正上方，其光电感应器设置在与所述液体定量出口对应的所述底板的相应位置的正下方；

设于所述液体定量入口处的液体识别装置的光源生成模块设置在与所述液体定量入口对应的所述顶板的相应位置的正上方，其光电感应器设置在与所述液体定量入口对应的所述底板的相应位置的正下方。

7、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体定量区为六边形结构。

8、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-3mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-3mm，高度为 0.3-3mm。

9、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，述液体定量区的表面为经亲水性表面修饰后而形成的表面；所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-5mm，高度为 0.3-3mm。

10、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述液体定量区的表面为经疏水性表面修饰后而形成的表面，所述液体定量区的液体定量入口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm；所述液体定量区的液体定量出口的宽度为 0.3-2mm，高度为 0.3-3mm。

11、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述基体包括顶板和底板，所述顶板与所述底板层叠连接；所述液体定量区设置在所述顶板和所述底板的连接处。

12、根据权利要求 11 所述的液体定量装置，其特征在于，所述顶板上设有凹槽，所述底板为光滑的平板，所述凹槽与所述底板配合形成所述液体定量区。

13、根据权利要求 1 所述的液体定量装置，其特征在于，所述基体上还设有液体通道，所述液体通道与所述液体定量入口连通。

14、根据权利要求 13 所述的液体定量装置，其特征在于，所述基体上还设有空气支通道和空气入口，所述空气支通道的一端与所述液体通道连通，所述空气支通道的另一端与所述空气入口连通，所述空气支通道与所述液体通道的连通处邻近所述液体定量区的液体定量入口。

15、根据权利要求 1~14 中任一项所述的液体定量装置在微流控芯片中的应用。

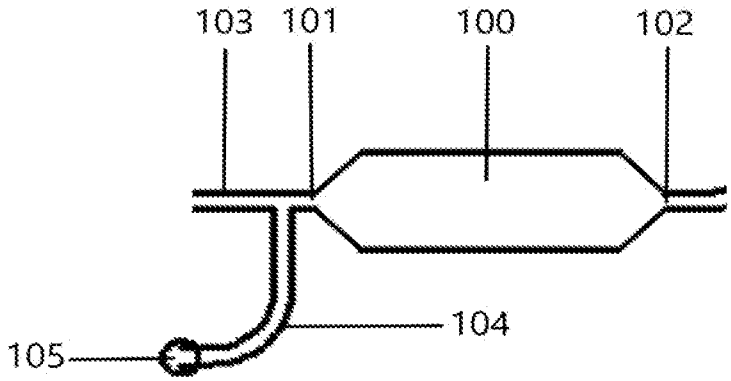

图 1

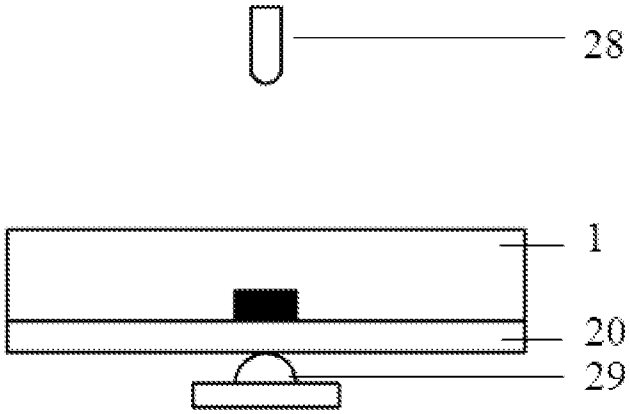

图 2

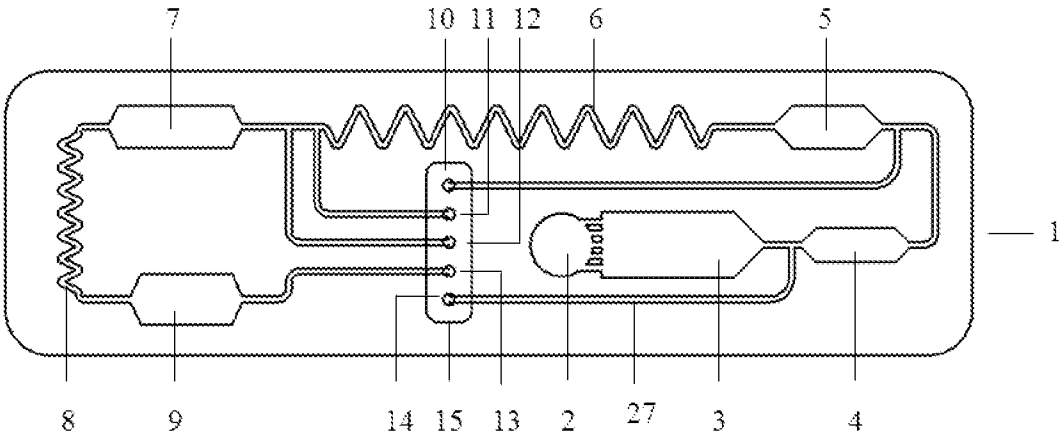

图 3

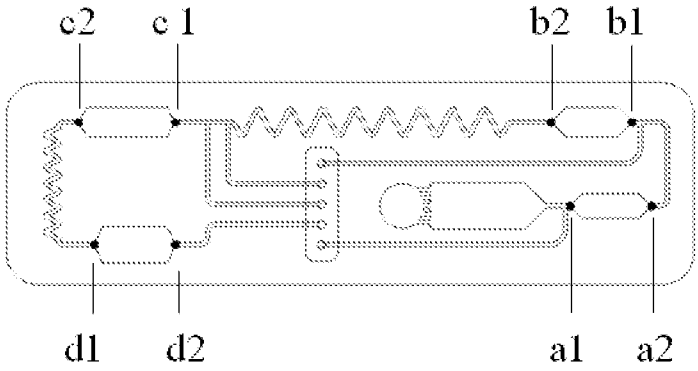
c2
c 1
b2
b1
d1
d2
a1
a2

图 3

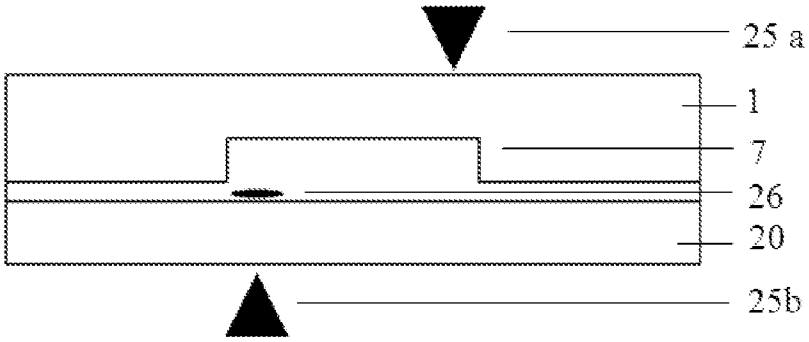
25 a
1
7
26
20
25b

图 4

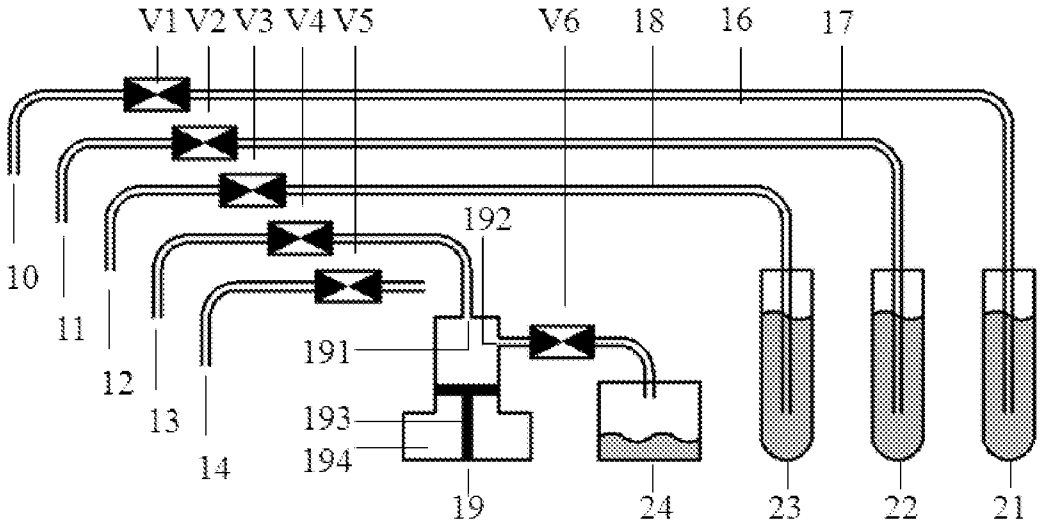
V1 V2 V3 V4 V5
V6
18
16
17
192
10
11
12
13
14
191
193
194
19
24
23
22
21

图 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2019/075465

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N 35/00(2006.01)i; B01L 3/00(2006.01)i; G01N 21/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N 35, B01L 3, G01N 21

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 108716938 A (GUANGZHOU WONDFO BIOTECH CO., LTD.) 30 October 2018 (2018-10-30) claims 1-15	1-15
Y	CN 107930710 A (SHENZHEN HUAYAN MICROMETER MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 20 April 2018 (2018-04-20) description, paragraphs [0047]-[0053], and figures 1-6	1-15
Y	CN 107607475 A (BOE TECHNOLOGY GROUP CO., LTD.) 19 January 2018 (2018-01-19) description, paragraphs [0052]-[0087], and figures 1-5	1-15
A	CN 105214744 A (SHENZHEN HUAMAIXINGWEI MEDICAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 06 January 2016 (2016-01-06) entire document	1-15
A	CN 205517819 U (SUZHOU BIONANOTECH CO., LTD.) 31 August 2016 (2016-08-31) entire document	1-15
A	EP 1868725 A1 (AUTHENTIX INC.) 26 December 2007 (2007-12-26) entire document	1-15

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☑ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
18 May 2019	**29 May 2019**

Name and mailing address of the ISA/CN	Authorized officer
State Intellectual Property Office of the P. R. China **No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing** **100088** **China**	
Facsimile No. **(86-10)62019451**	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2019/075465

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	108716938	A	30 October 2018	None			
CN	107930710	A	20 April 2018	None			
CN	107607475	A	19 January 2018	WO	2019047702	A1	14 March 2019
CN	105214744	A	06 January 2016	None			
CN	205517819	U	31 August 2016	None			
EP	1868725	A1	26 December 2007	US	2008118987	A1	22 May 2008
				EA	200701904	A1	28 February 2008
				EP	1868725	B1	18 January 2012
				CA	2599569	A1	14 September 2006
				ZA	200707354	A	29 April 2009
				ZA	200707354	B	29 April 2009
				WO	2006096761	A1	14 September 2006
				AT	541640	T	15 February 2012
				EA	014116	B1	29 October 2010
				BR	PI0608286	A2	22 December 2009
				EP	1868725	A4	17 June 2009

国际检索报告

国际申请号 PCT/CN2019/075465

A. 主题的分类

G01N 35/00(2006.01)i；B01L 3/00(2006.01)i；G01N 21/00(2006.01)i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

G01N 35，B01L 3，G01N 21

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称，和使用的检索词（如使用））

C. 相关文件

类 型*	引用文件，必要时，指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 108716938 A (广州万孚生物技术股份有限公司) 2018年 10月 30日 (2018-10-30) 权利要求1-15	1-15
Y	CN 107930710 A (SHENZHEN HUAYAN MICROMETER MEDICAL TECH CO LTD) 2018年 4月 20日 (2018-04-20) 说明书【0047】-【0053】、图1-6	1-15
Y	CN 107607475 A (京东方科技集团股份有限公司) 2018年 1月 19日 (2018-01-19) 说明书【0052】-【0087】、图1-5	1-15
A	CN 105214744 A (深圳华迈兴微医疗科技有限公司) 2016年 1月 6日 (2016-01-06) 全文	1-15
A	CN 205517819 U (苏州市博纳泰科生物技术有限公司) 2016年 8月 31日 (2016-08-31) 全文	1-15
A	EP 1868725 A1 (AUTHENTIX INC) 2007年 12月 26日 (2007-12-26) 全文	1-15

☐ 其余文件在C栏的续页中列出。

☑ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型：

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件，或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件（如具体说明的）

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布，与申请不相抵触，但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件，单独考虑该文件，认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件，当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时，要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期
2019年 5月 18日	2019年 5月 29日

ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员
中国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451	王丽华 电话号码 62085676

表 PCT/ISA/210 (第2页) (2015年1月)

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2019/075465

检索报告引用的专利文件			公布日（年/月/日）	同族专利			公布日（年/月/日）
CN	108716938	A	2018年 10月 30日	无			
CN	107930710	A	2018年 4月 20日	无			
CN	107607475	A	2018年 1月 19日	WO	2019047702	A1	2019年 3月 14日
CN	105214744	A	2016年 1月 6日	无			
CN	205517819	U	2016年 8月 31日	无			
EP	1868725	A1	2007年 12月 26日	US	2008118987	A1	2008年 5月 22日
				EA	200701904	A1	2008年 2月 28日
				EP	1868725	B1	2012年 1月 18日
				CA	2599569	A1	2006年 9月 14日
				ZA	200707354	A	2009年 4月 29日
				ZA	200707354	B	2009年 4月 29日
				WO	2006096761	A1	2006年 9月 14日
				AT	541640	T	2012年 2月 15日
				EA	014116	B1	2010年 10月 29日
				BR	PI0608286	A2	2009年 12月 22日
				EP	1868725	A4	2009年 6月 17日